

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5976045号
(P5976045)

(45) 発行日 平成28年8月23日 (2016. 8. 23)

(24) 登録日 平成28年7月29日 (2016. 7. 29)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-130182 (P2014-130182)
(22) 出願日 平成26年6月25日 (2014. 6. 25)
(65) 公開番号 特開2015-62656 (P2015-62656A)
(43) 公開日 平成27年4月9日 (2015. 4. 9)
審査請求日 平成27年2月3日 (2015. 2. 3)
(31) 優先権主張番号 特願2013-175616 (P2013-175616)
(32) 優先日 平成25年8月27日 (2013. 8. 27)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 小澤 聡
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 大橋 永治
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 森本 美範
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置、およびこれを用いた内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡のライトガイドに照明光を供給する内視鏡用光源装置において、
ピーク波長が450nm以上の青色の波長帯域の青色光を発する青色発光ダイオードを
有する青色半導体光源と、

前記青色光の光路上に設けられ、前記青色光のうち、前記ピーク波長以上の長波長成分
の少なくとも一部がカットされ、且つ前記ピーク波長の光成分が含まれるロングカット青
色光を透過させるロングカットフィルタとを備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記ロングカットフィルタは、前記ピーク波長以上の波長帯域における所定波長以上の
長波長成分をカットすることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記所定波長は、前記ピーク波長であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用光
源装置。

【請求項 4】

前記所定波長は、前記青色光の半値幅を示す波長の長波長側の波長以下であることを特
徴とする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記ロングカットフィルタのカット機能を有効化して、生体組織の粘膜表層に存在する
表層血管を強調して観察する表層血管強調観察モードと、

10

20

前記カット機能が無効化して、観察部位を観察する通常観察モードとを切り替えるモード切替部を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記モード切替部は、前記青色光の光路上に配置するセット位置と、前記青色光の光路上から退避させる退避位置との間で、前記ロングカットフィルタを移動させるロングカットフィルタ移動機構と、

モード切替を指示するための操作部材からの指示信号に応じて、前記ロングカットフィルタ移動機構の駆動を制御する制御部とを有することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 7】

緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源と、

赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源と、

前記緑色半導体光源、前記赤色半導体光源、および前記青色半導体光源が発する各色光の光路を統合する光路統合部とを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

生体組織の粘膜表層に存在する表層血管のうちの粘膜表層により近い近表層血管を強調して観察するための紫色の波長帯域の紫色光を発する紫色半導体光源を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 9】

照明光を導光するライトガイドを有する内視鏡と、

前記ライトガイドに前記照明光を供給する内視鏡用光源装置とを備える内視鏡システムにおいて、

前記内視鏡用光源装置は、

ピーク波長が 450nm 以上の青色の波長帯域の青色光を発する青色発光ダイオードを有する青色半導体光源と、

前記青色光の光路上に設けられ、前記青色光のうち、前記ピーク波長以上の長波長成分の少なくとも一部がカットされ、且つ前記ピーク波長の光成分が含まれるロングカット青色光を透過させるロングカットフィルタとを有することを特徴とする内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に照明光を供給する内視鏡用光源装置、およびこれを用いた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡に照明光を供給するための内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内視鏡は生体内に挿入される挿入部を有する。挿入部の先端には、観察部位（被写体）に照明光を照射する照明窓と、観察部位を撮影するための観察窓が配されている。内視鏡には、光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されている。ライトガイドは、光源装置から供給された照明光を照明窓に導光する。観察窓の奥には CCD 等の撮像素子が配されている。照明光が照射された観察部位は撮像素子で撮像され、撮像素子が出力する画像信号に基づいてプロセッサ装置で観察画像が生成される。観察画像がモニタに表示されることで、生体内の観察が行われる。

40

【0003】

近年の内視鏡診断においては、白色光のもとで生体組織の表面の全体的な性状を把握する従来の観察に対して、特定の波長帯域に制限された特殊光（狭帯域光）を用いた観察も

50

盛んに行われている。特殊光を用いた観察には各種のものがあるが、波長によって生体組織内への光の深達度が異なるという光学特性を利用して、粘膜表層に存在する表層血管を強調して表示する血管強調観察が知られている（特許文献1参照）。生体組織に発生する癌等の異常組織においては血管の状態が正常組織と異なるため、血管強調観察は早期癌の発見等に有用性が認められている。

【0004】

特許文献1には、特殊光の光源として、半値幅で波長450nm～480nm程度、ピーク波長465nm～470nm程度の狭帯域な青色光を発する青色発光ダイオード（LED；Light Emitting Diode）を用いた青色半導体光源と、半値幅で波長520nm～560nm程度、ピーク波長530nm～535nm程度の狭帯域な緑色光を発する緑色LEDを用いた緑色半導体光源が記載されている。これら各LEDを点灯させて青色光と緑色光を同時に観察部位に照射し、その反射光を撮像素子で撮像することで、表層血管を強調した観察画像を得ている。

10

【0005】

特許文献1の[0067]には、光量の観点から、LEDが発する光の波長帯域の幅は10nm以上とすることが好ましいとの記載がある。さらに、特許文献1の[0068]には、観察目的とする層からの情報を選択的に抽出するために、LEDが発する光の波長帯域を、所望の波長でしかも幅を狭くすることが肝要であることが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0006】

【特許文献1】特開2009-297290号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、図24に実線と2点鎖線で示すように、表層血管と粘膜の反射スペクトルには、450nmを下回る波長帯域では比較的差が大きく、450nm以上の波長帯域では比較的差が小さいという関係がある。この関係より、表層血管を観察対象とする場合は、450nm以上の波長帯域の光成分は少ないほうが、表層血管と粘膜との違いが明確に弁別された高コントラストな観察画像を得ることができるのでよいことが分かる。

30

【0008】

一方で、内視鏡診断においては、暗所である生体内を照射するために、光源には比較的大きな光量の光を発するものが求められる。

【0009】

現在市販されている青色LEDで、内視鏡診断に比べ得る程度の比較的大きな光量の光を発するものは、ピーク波長が450nm以上のものがほとんどである。特許文献1に記載の青色LEDも、ピーク波長465nm～470nm程度であるため例外ではない。

【0010】

こうした大光量の青色LEDが発する光には、観察画像上の表層血管のコントラストを悪化させる450nm以上の波長帯域の光成分が含まれてしまっている。この表層血管のコントラストを悪化させる光成分を単純にカットすれば、表層血管のコントラストを向上させることはできる。しかしながら、そうするとピーク波長の光成分もカットされてしまうため、光量損失が大きくなり内視鏡診断に比べ得る光量が得られなくなるおそれがある。そこで、表層血管のコントラストを高いレベルで維持しつつ、内視鏡診断に比べ得る十分な光量を得るための解決策が待望されていた。

40

【0011】

特許文献1には、光量の観点から、LEDが発する光の波長帯域の幅は10nm以上とすること、観察目的とする層からの情報を選択的に抽出するために、LEDが発する光の波長帯域を、所望の波長でしかも幅を狭くすることは記載されているが、上記の表層血管のコントラスト向上と十分な光量の確保を両立させるという課題は記載されておらず、そ

50

の具体的な解決策も一切記載されていない。

【0012】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管を強調して観察する表層血管強調観察において、表層血管のコントラストを高いレベルで維持しつつ、内視鏡診断に比べ得る十分な光量を得ることができる内視鏡用光源装置、およびこれを用いた内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用光源装置は、内視鏡のライトガイドに照明光を供給する内視鏡用光源装置において、ピーク波長が450nm以上の青色の波長帯域の青色光を発する青色発光ダイオードを有する青色半導体光源と、青色光の光路上に設けられ、青色光のうち、ピーク波長以上の長波長成分の少なくとも一部がカットされ、且つピーク波長の光成分が含まれるロングカット青色光を透過させるロングカットフィルタとを備えている。

10

【0014】

ロングカットフィルタは、ピーク波長以上の波長帯域における所定波長以上の長波長成分をカットすることが好ましい。所定波長は、例えばピーク波長である。また、所定波長は、例えば、青色光の半値幅を示す波長の長波長側の波長以下である。

【0015】

ロングカットフィルタのカット機能を有効化して、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管を強調して観察する表層血管強調観察モードと、カット機能を無効化して、観察部位を観察する通常観察モードとを切り替えるモード切替部を備えることが好ましい。モード切替部は、例えば、青色光の光路上に配置するセット位置と、青色光の光路上から退避させる退避位置との間で、ロングカットフィルタを移動させるロングカットフィルタ移動機構と、モード切替を指示するための操作部材からの指示信号に応じて、ロングカットフィルタ移動機構の駆動を制御する制御部とを有する。

20

【0016】

緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源と、赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源と、緑色半導体光源、赤色半導体光源、および青色半導体光源が発する各色光の光路を統合する光路統合部とを備えることが好ましい。

30

【0017】

生体組織の粘膜表層に存在する表層血管のうちの粘膜表層により近い近表層血管を強調して観察するための紫色の波長帯域の紫色光を発する紫色半導体光源を備えていてもよい。

【0018】

また、本発明の内視鏡システムは、照明光を導光するライトガイドを有する内視鏡と、ライトガイドに照明光を供給する内視鏡用光源装置とを備える内視鏡システムにおいて、内視鏡用光源装置は、ピーク波長が450nm以上の青色の波長帯域の青色光を発する青色発光ダイオードを有する青色半導体光源と、青色光の光路上に設けられ、青色光のうち、ピーク波長以上の長波長成分の少なくとも一部がカットされ、且つピーク波長の光成分が含まれるロングカット青色光を透過させるロングカットフィルタとを有している。

40

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、青色半導体光源の青色発光ダイオードが発する、ピーク波長が450nm以上の青色の波長帯域の青色光のうち、ピーク波長以上の長波長成分の少なくとも一部をカットするロングカットフィルタを備えるので、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管を強調して観察する表層血管強調観察において、表層血管のコントラストを高いレベルで維持しつつ、内視鏡診断に比べ得る十分な光量を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 0 】

【図 1】本発明の内視鏡システムの外観図である。

【図 2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図 3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 4】青色半導体光源を示す図である。

【図 5】青色半導体光源が発する青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 6】緑色半導体光源が発する緑色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 7】赤色半導体光源が発する赤色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 8】ロングカットフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 9】ロングカット青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

10

【図 10】ロングカット青色光、緑色光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 11】撮像素子のマイクロカラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図 12】照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

。

【図 13】各半導体光源の配置と光路統合部の詳細構成を示す図である。

【図 14】緑色光と赤色光の光路を統合するダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 15】青色光、緑色光、赤色光の光路を統合するダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

20

【図 16】モード切替部を設けた第 2 実施形態の光源装置を示す図である。

【図 17】青色光、緑色光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 18】紫色半導体光源を設けた第 3 実施形態の光源装置を示す図である。

【図 19】紫色半導体光源が発する紫色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 20】ロングカット青色光、緑色光、赤色光、紫色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 21】青色光、紫色光の光路を統合するダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 22】生体組織の散乱係数を示すグラフである。

30

【図 23】近表層血管の強調観察における照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

【図 24】表層血管と粘膜の反射スペクトルを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 1 】

[第 1 実施形態]

図 1 において、内視鏡システム 10 は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡 11 と、撮像により得られた画像信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する光源装置 13 と、観察画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウス等の操作入力部 15 が接続されている。

40

【 0 0 2 2 】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 とプロセッサ装置 12 および光源装置 13 を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【 0 0 2 3 】

挿入部 16 は、先端から順に連設された、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 で構成される。図 2 に示すように、先端部 19 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 22、観察部位の像を取り込むための観察窓 23、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させて各種処

50

置を行うための鉗子出口 25 が設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 56 や結像用の対物光学系 60（ともに図 3 参照）が内蔵されている。

【0024】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 17 のアングルノブ 26 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 20 が湾曲することにより、先端部 19 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、食道や腸等曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 16 には、撮像素子 56 を駆動する駆動信号や撮像素子 56 が出力する画像信号を通信する通信ケーブル、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 55（図 3 参照）等が挿通されている。

10

【0025】

操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのリリースボタン（図示せず）等が設けられている。

【0026】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 55 が挿通されており、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b はそれぞれ、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 に着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29a には通信ケーブルの一端が配設されており、光源用コネクタ 29b にはライトガイド 55 の入射端 55a（図 3 参照）が配設されている。

20

【0027】

図 3 において、光源装置 13 は、青色、緑色、赤色の 3 つの半導体光源 35、36、37 で構成される光源部 40 と、各半導体光源 35～37 の各色光の光路を統合する光路統合部 41 と、各半導体光源 35～37 の駆動を制御する光源制御部 42 とを備えている。

【0028】

各半導体光源 35～37 は、発光素子として、青色の波長帯域の光を発する青色 LED 43、緑色の波長帯域の光を発する緑色 LED 44、赤色の波長帯域の光を発する赤色 LED 45 をそれぞれ有している。各 LED 43～45 は、周知のように P 型半導体と N 型半導体を接合したものである。そして、電圧を掛けると PN 接合部付近においてバンドギャップを超えて電子と正孔が再結合して電流が流れ、再結合時にバンドギャップに相当するエネルギーを光として放出する。各 LED 43～45 は、供給電力の値を増加させると、発する光の光量が増加する。

30

【0029】

図 4 に示すように、青色半導体光源 35 は、青色 LED 43 が実装される基板 35a と、基板 35a 上に形成され、青色 LED 43 を収容するキャビティが形成されたモールド 35b と、キャビティに封入された樹脂 35c とで構成される。キャビティの内面は光を反射するリフレクタとして機能する。樹脂 35c には光を拡散する拡散材が分散されている。青色 LED 43 は配線 35d によって基板 35a と導通可能に接続される。このような青色半導体光源 35 の実装形態は、一般的に表面実装型と呼ばれる。なお、各半導体光源 35～37 は基本的に同じ構成であるため、青色半導体光源 35 を例として挙げて説明し、緑色、赤色半導体光源 36、37 の説明は省略する。

40

【0030】

図 5 に示すように、青色半導体光源 35 は、例えば青色の波長帯域である 440 nm～470 nm 付近の波長成分を有し、中心波長 455 ± 10 nm、ピーク波長 455 nm の青色光 LB を発光する。また、図 6 に示すように、緑色半導体光源 36 は、例えば緑色の波長帯域である 500 nm～600 nm 付近の波長成分を有し、中心波長 520 ± 10 nm、ピーク波長 520 nm の緑色光 LG を発光する。さらに図 7 に示すように、赤色半導体光源 37 は、例えば赤色の波長帯域である 615 nm～635 nm 付近の波長成分を有

50

し、中心波長 $620 \pm 10 \text{ nm}$ 、ピーク波長 625 nm の赤色光 L_R を発光する。なお、中心波長は各色光の発光スペクトルの幅の中心の波長を示し、ピーク波長は各色光の発光スペクトルの山型の頂点の波長を示す。

【0031】

図3において、青色半導体光源35の前面には、ロングカットフィルタ（以下、LCFと略す）48が設けられている。LCF48は、青色半導体光源35が発するピーク波長 455 nm の青色光 L_B のうち、ピーク波長 455 nm （所定波長に相当）以上の長波長成分をカットする。より具体的には、図8に示すように、LCF48は、ピーク波長 455 nm 以上の緑色、赤色の波長帯域の光を反射し、それ未満の青色の波長帯域の光を透過する特性を有している。

10

【0032】

LCF48によって、青色光 L_B は、図9に示すロングカット青色光 L_{B1c} となる。ロングカット青色光 L_{B1c} は、青色光 L_B のうち、図24を用いて説明した、表層血管のコントラスト向上の邪魔になる 450 nm 以上の波長帯域の光成分の大部分がカットされ、かつ青色光 L_B のピーク波長 455 nm の光成分が含まれた、内視鏡診断に比べ得る程度の比較的大きい光量の光である。光路統合部41には、このロングカット青色光 L_{B1c} が入射する。

【0033】

各LED43～45には、ドライバ50、51、52がそれぞれ接続されている。光源制御部42は、これら各ドライバ50～52を介して、各LED43～45の点灯、消灯および光量の制御を行う。光量の制御は、プロセッサ装置12から受信する露出制御信号に基づいて、各LED43～45に供給する電力を変更することで行う。

20

【0034】

各ドライバ50～52は、光源制御部42の制御の下、各LED43～45に駆動電流を連続的に与えることで各LED43～45を点灯させる。そして、プロセッサ装置12から受信した露出制御信号に応じて、与える駆動電流値を変化させることにより各LED43～45への供給電力を変更し、青色光 L_B 、緑色光 L_G 、赤色光 L_R の光量をそれぞれ制御する。なお、駆動電流を連続的に与えるのではなくパルス状に与え、駆動電流パルスの振幅を変化させるPAM（Pulse Amplitude Modulation）制御や、駆動電流パルスのデューティ比を変化させるPWM（Pulse Width Modulation）制御を行ってもよい。

30

【0035】

光路統合部41は、ロングカット青色光 L_{B1c} 、緑色光 L_G 、赤色光 L_R の光路を1つの光路に統合する。光路統合部41の光出射部は、光源用コネクタ29bが接続されるレセプタクルコネクタ54の近傍に配置されている。光路統合部41は、各半導体光源35～37から入射された光を、内視鏡11のライトガイド55の入射端55aに出射する。なお、図示は省略するが、光源用コネクタ29bとレセプタクルコネクタ54にはそれぞれ保護ガラスが設けられている。

【0036】

光路統合部41で統合されたロングカット青色光 L_{B1c} 、緑色光 L_G 、赤色光 L_R の混合光の発光スペクトルを図10に示す。この混合光は照明光 $LW1$ として利用される。なお、図10に示す照明光 $LW1$ の発光スペクトルは一例であり、所望の観察画像の色味等に応じて目標とする照明光 $LW1$ の発光スペクトルを様々に変更してもよい。具体的には、ロングカット青色光 L_{B1c} 、緑色光 L_G 、赤色光 L_R の光量の割合（各LED43～45の駆動電流値の割合）を変更し、目標とする発光スペクトルの照明光 $LW1$ を生成する。

40

【0037】

図10に示す照明光 $LW1$ は、キセノン光源と同等の演色性を維持するために、発光スペクトルには光強度成分がない離散的な波長帯域を生じさせない工夫が施してある。

【0038】

光源制御部42は、目標とする発光スペクトルを維持しつつ、照明光の露出制御を行う

50

。照明光を構成する各色光の光量の割合が変わると、照明光の発光スペクトルが変化して観察画像の色味が変わってしまう。このため光源制御部 4 2 は、各色光の光量の割合が一定となるよう、各ドライバ 5 0 ~ 5 2 を通じて各 L E D 4 3 ~ 4 5 に与える駆動電流値を独立に変化させ、各色光の光量を増減させる。

【 0 0 3 9 】

内視鏡 1 1 は、ライトガイド 5 5、撮像素子 5 6、アナログ処理回路 5 7 (A F E : Analog Front End)、および撮像制御部 5 8 を備えている。ライトガイド 5 5 は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ 2 9 b が光源装置 1 3 に接続されたときに、光源用コネクタ 2 9 b に配置されたライトガイド 5 5 の入射端 5 5 a が光路統合部 4 1 の光出射部と対向する。先端部 1 9 に位置するライトガイド 5 5 の出射端は、2 つの照明窓 2 2 に光が導光されるように、照明窓 2 2 の前段で 2 本に分岐している。

10

【 0 0 4 0 】

照明窓 2 2 の奥には、照射レンズ 5 9 が配置されている。光源装置 1 3 から供給された照明光は、ライトガイド 5 5 により照射レンズ 5 9 に導光されて照明窓 2 2 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 5 9 は凹レンズからなり、ライトガイド 5 5 から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察部位の広い範囲に照明光を照射することができる。

【 0 0 4 1 】

観察窓 2 3 の奥には、対物光学系 6 0 と撮像素子 5 6 が配置されている。観察部位の像は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 6 0 に入射し、対物光学系 6 0 によって撮像素子 5 6 の撮像面 5 6 a に結像される。

20

【 0 0 4 2 】

撮像素子 5 6 は、C C D イメージセンサや C M O S イメージセンサ等からなり、その撮像面 5 6 a には、フォトダイオード等の画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックス状に配列されている。撮像素子 5 6 は、撮像面 5 6 a で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子 5 6 から A F E 5 7 に出力される。

【 0 0 4 3 】

A F E 5 7 は、相関二重サンプリング回路、自動ゲイン制御回路、およびアナログ / デジタル変換器 (いずれも図示省略) で構成されている。相関二重サンプリング回路は、撮像素子 5 6 からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。自動ゲイン制御回路は、相関二重サンプリング回路によりノイズが除去された画像信号を増幅する。アナログ / デジタル変換器は、自動ゲイン制御回路で増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

30

【 0 0 4 4 】

撮像制御部 5 8 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 6 5 に接続されており、コントローラ 6 5 から入力される基準クロック信号に同期して、撮像素子 5 6 に対して駆動信号を入力する。撮像素子 5 6 は、撮像制御部 5 8 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号を A F E 5 7 に出力する。

40

【 0 0 4 5 】

撮像素子 5 6 は、カラー撮像素子であり、撮像面 5 6 a には、図 1 1 に示すような分光特性を有する B、G、R の 3 色のマイクロカラーフィルタが設けられ、各マイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

【 0 0 4 6 】

B フィルタが割り当てられた B 画素は約 3 8 0 n m ~ 5 6 0 n m の波長帯域の光に感応し、G フィルタが割り当てられた G 画素は約 4 5 0 n m ~ 6 3 0 n m の波長帯域の光に感

50

応する。また、Rフィルタが割り当てられたR画素は約580nm～800nmの波長帯域の光に感応する。照明光LW1を構成するロングカット青色光LB1c、緑色光LG、赤色光LRは、ロングカット青色光LB1cに対応する反射光が主としてB画素、緑色光LGに対応する反射光が主としてG画素、赤色光LRに対応する反射光が主としてR画素でそれぞれ受光される。

【0047】

図12に示すように、撮像素子56は、1フレームの取得期間内で、画素に信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作を行う。撮像素子56の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源35～37が点灯し、ロングカット青色光LB1c、緑色光LG、赤色光LRの混合光からなる照明光LW1(LB1c+LG+LR)が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子56に入射する。撮像素子56は、照明光LW1の反射光をマイクロカラーフィルタで色分離する。ロングカット青色光LB1cに対応する反射光をB画素が受光し、緑色光LGに対応する反射光をG画素が、赤色光LRに対応する反射光をR画素がそれぞれ受光する。撮像素子56は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、Rの各画素の画素値が混在した1フレーム分の画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。

10

【0048】

図3において、プロセッサ装置12は、コントローラ65の他、DSP(Digital Signal Processor)66と、画像処理部67と、フレームメモリ68と、表示制御回路69とを備えている。コントローラ65は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM、プログラムをロードして作業メモリとして機能するRAM等を有し、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部を制御する。

20

【0049】

DSP66は、撮像素子56が出力する画像信号を取得する。DSP66は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、DSP66は、ガンマ補正や、B、G、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正等の信号処理を施す。

【0050】

また、DSP66は、画像信号B、G、Rに基づいて露出値を算出して、画像全体の光量が不足している場合(露出アンダー)には照明光の光量を上げるように、一方、光量が高すぎる場合(露出オーバー)には照明光の光量を下げるように制御する露出制御信号をコントローラ65に出力する。コントローラ65は、光源装置13の光源制御部42に露出制御信号を送信する。

30

【0051】

フレームメモリ68は、DSP66が出力する画像データや、画像処理部67が処理した処理済みの画像データを記憶する。表示制御回路69は、フレームメモリ68から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

【0052】

画像処理部67は、DSP66によってB、G、Rの各色に色分離された画像信号B、G、Rに基づいて、観察画像を生成する。この観察画像がモニタ14に出力される。画像処理部67は、フレームメモリ68内の画像信号B、G、Rが更新される毎に、観察画像を更新する。画像信号Bには、照明光LW1を構成するロングカット青色光LB1cに対応する反射光の成分が含まれているため、表層血管が高コントラストで描出される。癌等の病変においては、正常組織と比較して表層血管の密集度が高くなる傾向がある等、血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。

40

【0053】

より表層血管を強調するために、例えば、画像信号Bに基づいて画像内の表層血管の領域を抽出して、抽出した表層血管の領域に対して輪郭強調処理等を施してもよい。そして

50

、輪郭強調処理が施された画像信号Bを、画像信号B、G、Rを元に生成したフルカラー画像に合成する。

【0054】

図13において、光路統合部41は、各半導体光源35～37が発する各色光をコリメートするコリメータレンズ75、76、77と、ダイクロイックミラー78、79と、光路統合部41から出射する光をライトガイド55の入射端55aに集光する集光レンズ80とで構成されている。各ダイクロイックミラー78、79は、透明なガラス板に所定の透過特性を有するダイクロイックフィルタを形成した光学部材である。

【0055】

緑色半導体光源36は、その光軸がライトガイド55の光軸と一致する位置に配置されている。そして、緑色半導体光源36と赤色半導体光源37は、互いの光軸が直交するように配置されている。これら緑色半導体光源36と赤色半導体光源37の光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー78が設けられている。同様に、青色半導体光源35も、緑色半導体光源36の光軸と直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー79が設けられている。ダイクロイックミラー78は緑色半導体光源36、赤色半導体光源37の光軸、ダイクロイックミラー79は青色半導体光源35、緑色半導体光源36の光軸に対して、それぞれ45°傾けた姿勢で配置されている。

【0056】

図14に示すように、ダイクロイックミラー78のダイクロイックフィルタは、約610nm以上の赤色の波長帯域の光を反射し、それ未満の青色、緑色の波長帯域の光を透過する特性を有している。ダイクロイックミラー78は、コリメータレンズ76を介して緑色半導体光源36から入射した緑色光LGを下流側に透過させ、コリメータレンズ77を介して赤色半導体光源37から入射した赤色光LRを反射させる。これにより緑色光LGと赤色光LRの光路が統合される。

【0057】

図15に示すように、ダイクロイックミラー79のダイクロイックフィルタは、約470nm未満の青色の波長帯域の光を反射し、それ以上の緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、ダイクロイックミラー79は、ダイクロイックミラー78を透過した緑色光LG、およびダイクロイックミラー78で反射した赤色光LRを透過させる。さらに、ダイクロイックミラー79は、LCF48、およびコリメータレンズ75を介して入射したロングカット青色光LB1cを反射させる。このダイクロイックミラー79により、ロングカット青色光LB1c、緑色光LG、および赤色光LRの全ての光路が統合され、照明光LW1が生成される。

【0058】

以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡11をプロセッサ装置12と光源装置13に接続し、プロセッサ装置12と光源装置13の電源を入れて、内視鏡システム10を起動する。

【0059】

内視鏡11の挿入部16を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。光源制御部42は、各LED43～45に与える駆動電流値を設定して、各半導体光源35～37の点灯を開始する。そして、目標とする発光スペクトルを維持しつつ光量制御を行う。

【0060】

各半導体光源35～37は、各LED43～45による青色光LB、緑色光LG、赤色光LRをそれぞれ発する。青色光LBはLCF48を透過してロングカット青色光LB1cとなる。ロングカット青色光LB1c、緑色光LG、赤色光LRは光路統合部41のコリメータレンズ75～77にそれぞれ入射する。

【0061】

青色光LBは、ピーク波長が455nmで、440nm～470nm付近の波長成分を有する。図24を用いて説明したように、青色光LBのうちの450nm以上の波長帯域

10

20

30

40

50

の光成分は、表層血管と粘膜のコントラスト差を高めて表層血管を高コントラストで描出するためには、カットしたほうがよい。しかし、450nm以上の光成分をカットすると、ピーク波長である455nmの光成分が透過しないので、光量が著しく低下してしまう。そこで、本実施形態では、LCF48により、ピーク波長455nmまでの光量を活かすために、450nmよりも長いピーク波長455nm以上の長波長成分をカットし、内視鏡診断に応え得る光量を確保している。表層血管のコントラスト向上と光量確保をバランスよく両立させることができる。

【0062】

ロングカット青色光LB1cはダイクロイックミラー79で反射される。緑色光LGはダイクロイックミラー78、79を透過する。赤色光LRはダイクロイックミラー78で反射し、ダイクロイックミラー79を透過する。ダイクロイックミラー78、79によって、ロングカット青色光LB1c、緑色光LG、赤色光LRの光路が統合される。これらロングカット青色光LB1c、緑色光LG、赤色光LRは、集光レンズ80に入射する。これにより、ロングカット青色光LB1c、緑色光LG、赤色光LRで構成される照明光LW1が生成される。集光レンズ80は、照明光LW1を内視鏡11のライトガイド55の入射端55aに集光し、照明光LW1を内視鏡11に供給する。

10

【0063】

内視鏡11において、照明光LW1はライトガイド55を通じて照明窓22に導光されて、照明窓22から観察部位に照射される。観察部位で反射した照明光LW1の反射光は、観察窓23から撮像素子56に入射する。撮像素子56は画像信号B、G、Rをプロセッサ装置12のDSP66に出力する。DSP66は画像信号B、G、Rを色分離して、画像処理部67に入力する。撮像素子56による撮像動作は所定のフレームレートで繰り返される。画像処理部67は、入力された画像信号B、G、Rに基づいて観察画像を生成する。観察画像は表示制御回路69を通じてモニタ14に出力される。観察画像は撮像素子56のフレームレートに従って更新される。

20

【0064】

また、DSP66は、画像信号B、G、Rに基づいて露出値を算出し、算出した露出値に応じた露出制御信号を光源装置13の光源制御部42に送信する。光源制御部42は、受信した露出制御信号に基づいて、各色光の光量の割合が一定となるよう（目標とする発光スペクトルが変化しないよう）各半導体光源35～37の駆動電流値を決定する。そして、決定した駆動電流値で各半導体光源35～37を駆動する。これにより、各半導体光源35～37による、照明光LW1を構成するロングカット青色光LB1c、緑色光LG、赤色光LRの光量を、観察に適した割合に一定に保つことができる。

30

【0065】

照明光LW1を構成するロングカット青色光LB1cには、観察画像上の表層血管のコントラストを悪化させる成分がほとんど含まれていない。また、ロングカット青色光LB1cは、内視鏡診断に応え得る十分な光量を有している。このため、表層血管と粘膜との違いが明確に弁別され、明るさも十分な観察画像を得ることができる。

【0066】

なお、LCF48の位置は、上記第1実施形態で例示した青色半導体光源35とコリメータレンズ75の間に限らず、青色光LBの光路上にあればよい。例えば、コリメータレンズ75とダイクロイックミラー79の間にLCF48を配置してもよい。また、LCF48でカットする波長（所定波長）は、上記第1実施形態のピーク波長に限らず、ピーク波長以上であればよい。ただし、所定波長が長波長側に寄り過ぎると、光量は十分に確保可能であるが表層血管のコントラストがその分悪化するため、表層血管のコントラストと光量の兼ね合いを考慮して所定波長を決定することが好ましい。例えば、所定波長を、青色光LBの半値幅を示す波長の長波長側の波長（上記第1実施形態の例では約470nm）以下とする。

40

【0067】

所定波長が異なる複数のLCFを用意し、複数のLCFを、照明状態や術者の嗜好等に

50

応じて切り替えて使用可能に構成してもよい。

【 0 0 6 8 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、LCF 48 が青色半導体光源 35 の前面に固定され、LCF 48 の長波長成分のカット機能が常に有効化されているが、本発明はこれに限定されない。LCF 48 のカット機能の有効化、無効化を切り替えてもよい。

【 0 0 6 9 】

図 16 に示すように、光源装置 85 は、モード切替部 90 を備えている。モード切替部 90 は、LCF 48 のカット機能を有効化して、表層血管を強調して観察する表層血管強調観察モードと、LCF 48 のカット機能を無効化して、観察部位の全体の性状を観察する通常観察モードとを切り替える。なお、光源装置 85 は、モード切替部 90 が設けられている他は上記第 1 実施形態と同じ構成であるため、上記第 1 実施形態と同じ構成には同一の符号を付し、説明を省略する。

【 0 0 7 0 】

モード切替部 90 は、ロングカットフィルタ移動機構（以下、LCF 移動機構と略す）91 と、光源制御部 92 とで構成される。光源制御部 92 には、モード切替ボタン 93 が接続されている。モード切替ボタン 93 は、モード切替のための指示信号を光源制御部 92 に発する操作部材であり、例えば、光源装置 85 またはプロセッサ装置 12 の筐体の前面パネルや、内視鏡 11 の操作部 17 等に設けられている。光源制御部 92 は、上記第 1 実施形態の光源制御部 42 と同じく、各ドライバ 50 ~ 52 を介して、各 LED 43 ~ 45 の点灯、消灯および光量の制御を行う他、モード切替ボタン 93 からの指示信号に応じて、LCF 移動機構 91 の駆動を制御する。

【 0 0 7 1 】

LCF 移動機構 91 は、例えば、モータと、モータの回転力を直線運動に変えるラックアンドピニオンギヤ（ともに図示せず）とで構成され、青色半導体光源 35 の前面に配置する実線で示すセット位置と、青色半導体光源 35 の前面から退避させる点線で示す退避位置との間で、LCF 48 をスライド移動させる。

【 0 0 7 2 】

LCF 48 がセット位置にある場合（LCF 48 のカット機能が有効化された場合）は、上記第 1 実施形態と同じく、青色光 LB は、ピーク波長 455 nm 以上の長波長成分がカットされてロングカット青色光 LB1c となり、観察部位には、ロングカット青色光 LB1c、緑色光 LG、赤色光 LR の混合光である照明光 LW1 が照射される。一方、LCF 48 が退避位置にある場合（LCF 48 のカット機能が無効化された場合）は、青色光 LB はそのまま光路統合部 41 に入射する。観察部位には、青色光 LB、緑色光 LG、赤色光 LR の混合光である、図 17 に示すような発光スペクトルの照明光 LW0 が照射される。

【 0 0 7 3 】

照明光 LW0 は、緑色光 LG、赤色光 LR に、青色光 LB がそのまま重畳されたもので、従来の観察部位の全体の性状を観察する際に照射される白色光に近い発光スペクトルを有する。照明光 LW0 は、照明光 LW1 のように青色光 LB に表層血管のコントラストを向上させるための加工を施していないので、照明光 LW1 と比べて、観察部位の全体の性状の観察に適している。また、青色光 LB の光成分がカットされていないため照明光 LW1 よりも光量が大きい。

【 0 0 7 4 】

このように、モード切替部 90 を設けて、LCF 48 のカット機能を有効化または無効化する選択を術者が可能な構成とすれば、従来行われている白色光による観察部位の全体の性状の観察（通常観察モード）と、表層血管の強調観察（表層血管強調観察モード）とを両方行うことができる。観察の初期段階では、観察部位の全体の性状を観察するために通常観察モードを選択し、病変部と疑わしき観察部位が発見された場合は、表層血管強調観察モードを選択するといった使い分けができる。また、観察部位の全体の性状を観察す

10

20

30

40

50

る際には、観察部位から先端部 19 を離して、比較的遠景で観察部位を撮像することが多いので、照明光 L W 1 よりも光量が増した照明光 L W 0 を用いるほうが有利である。

【 0 0 7 5 】

なお、通常観察モードと表層血管強調観察モードとでは照明光の発光スペクトルが異なるので、D S P 6 6 で行うホワイトバランス補正等の信号処理を、例えば各モードで観察画像の色味が同じになるようにする等、各モードに応じて変更することが好ましい。

【 0 0 7 6 】

なお、光源制御部が L C F 移動機構 9 1 の駆動を制御する例を記載したが、光源制御部とは別に、L C F 移動機構 9 1 の駆動を制御する制御部を設けてもよい。

【 0 0 7 7 】

L C F 4 8 の移動機構は上記に例示したモータとラックアンドピニオンギヤで構成したものに限らない。例えば、可視光透過ガラス製の円板（ターレット）の半面に L C F 4 8 を形成し、あとの半分は何も設けずに、青色光 L B がそのまま透過できるようにしておき、モータで円板を回転移動させることで、L C F 4 8 のカット機能を有効化または無効化してもよい。

【 0 0 7 8 】

L C F 4 8 は、上記各実施形態のような透過特性が変化しないものに限らない。例えば、圧電素子等のアクチュエータを駆動することにより、2枚の高反射光フィルタからなる基板の面間隔を変更することで、透過光の波長帯域を制御するエタロンフィルタや、偏光フィルタ間に複屈折フィルタとネマティック液晶セルを挟んで構成され、液晶セルへの印加電圧を変更することで透過光の波長帯域を制御する液晶チューナブルフィルタ等、透過特性が可変のフィルタを用いてもよい。エタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタ等の透過特性が可変のフィルタを用いれば、L C F 移動機構がいらないので、コスト、スペースの点で有利である。なお、エタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタ等の透過特性が可変のフィルタを用いる場合、上記第 2 実施形態のモード切替部は、エタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタを駆動して透過光の波長帯域を変更するドライバと、ドライバを介してエタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタの駆動を制御する制御部とで構成される。

【 0 0 7 9 】

[第 3 実施形態]

上記各実施形態では、光源部を青色、緑色、赤色の 3 つの半導体光源 3 5 ~ 3 7 で構成しているが、上記各実施形態で観察対象とした表層血管のうちの粘膜表層により近い表層血管（以下、上記各実施形態で観察対象とした表層血管と区別するため近表層血管という）を強調して観察するための紫色の波長帯域の光を発する紫色半導体光源を追加してもよい。

【 0 0 8 0 】

図 1 8 において、本実施形態の光源装置 1 1 0 は、上記各実施形態の各半導体光源 3 5 ~ 3 7 に加えて、紫色半導体光源 1 1 5 を有する光源部 1 1 6 と、各半導体光源 3 5 ~ 3 7、1 1 5 の各色光の光路を統合する光路統合部 1 1 7 とを備えている。なお、光源装置 1 1 0 は、光源部と光路統合部の一部の構成が異なる他は上記第 1 実施形態と同じ構成であるため、上記第 1 実施形態と同じ構成には同一の符号を付し、説明を省略する。

【 0 0 8 1 】

紫色半導体光源 1 1 5 は、発光素子として、紫色の波長帯域の光を発する紫色 L E D（図示せず）を有している。紫色半導体光源 1 1 5 の具体的な構造は、図 4 に示す青色半導体光源 3 5 と同じである。図 1 9 に示すように、紫色半導体光源 1 1 5 は、例えば紫色の波長帯域である 3 9 5 n m ~ 4 1 5 n m 付近の波長成分を有し、中心波長 4 0 5 ± 1 0 n m、ピーク波長 4 0 5 n m の紫色光 L V を発光する。

【 0 0 8 2 】

光路統合部 1 1 7 は、上記各実施形態の光路統合部 4 1 に、紫色光 L V をコリメートするコリメータレンズ 1 1 8 と、ロングカット青色光 L B l c と、紫色光 L V の光路を統合

10

20

30

40

50

するダイクロイックミラー 119 を追加した構成である。光路統合部 117 は、ロングカット青色光 L B 1 c、緑色光 L G、赤色光 L R、および紫色光 L V の光路を 1 つの光路に統合する。光路統合部 117 で統合されたロングカット青色光 L B 1 c、緑色光 L G、赤色光 L R、紫色光 L V の混合光の発光スペクトルを図 20 に示す。この混合光は照明光 L W 2 として利用される。

【0083】

青色半導体光源 35 と紫色半導体光源 115 は、互いの光軸が直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー 119 が設けられている。ダイクロイックミラー 119 は青色半導体光源 35、紫色半導体光源 115 の光軸に対して 45° 傾けた姿勢で配置されている。

10

【0084】

図 21 に示すように、ダイクロイックミラー 119 のダイクロイックフィルタは、約 430 nm 未満の紫色の波長帯域の光を反射し、それ以上の青色、緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。ダイクロイックミラー 119 は、コリメータレンズ 75 を介して入射したロングカット青色光 L B 1 c を下流側に透過させ、コリメータレンズ 118 を介して紫色半導体光源 38 から入射した紫色光 L V を反射させる。これによりロングカット青色光 L B 1 c と紫色光 L V の光路が統合される。ダイクロイックミラー 119 で反射した紫色光 L V は、ダイクロイックミラー 79 が図 15 に示すように約 470 nm 未満の青色の波長帯域の光を反射する特性を有するので、ダイクロイックミラー 79 で反射して集光レンズ 80 に向かう。これにより、ロングカット青色光 L B 1 c、緑色光 L G、赤色光 L R、および紫色光 L V の全ての光の光路が統合される。

20

【0085】

図 24 において、表層血管の反射率は、450 nm を下回る波長帯域で大きく落ち込み、405 nm 付近において最も落ち込んでいる。反射率が低い波長帯域の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストに差がある観察画像が得られる。

【0086】

また、図 22 に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 μ_s は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長であるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。

30

【0087】

紫色半導体光源 115 が発する中心波長 405 ± 10 nm の紫色光 L V は、比較的短波長で深達度が低いので、上記各実施形態で観察対象とした表層血管のうちの粘膜表層により近い近表層血管による吸収が大きい。このため紫色光 L V は近表層血管強調用の特殊光として用いられる。紫色光 L V を用いることにより、ロングカット青色光 L B 1 c によって強調される表層血管に加えて、近表層血管が高コントラストで描出された観察画像を得ることができる。

【0088】

40

図 23 において、近表層血管を強調観察する場合は、撮像素子 56 の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源 35 ~ 37 に加えて紫色半導体光源 115 が点灯する。各半導体光源 35 ~ 37、115 が点灯すると、照明光 L W 1 とともに、紫色光 L V が追加されて、これらの混合光 (L W 1 + L V) である図 20 に示す照明光 L W 2 が観察部位に照射される。

【0089】

照明光 L W 1 に紫色光 L V が追加された照明光 L W 2 は、撮像素子 56 のマイクロカラーフィルタで分光される。B 画素は、ロングカット青色光 L B 1 c に対応する反射光に加えて、紫色光 L V に対応する反射光を受光する。G 画素、R 画素は、上記第 1 実施形態と同じく、緑色光 L G に対応する反射光、赤色光 L R に対応する反射光をそれぞれ受光する

50

。撮像素子 56 は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。

【0090】

この場合における画像信号 B には、照明光 LW1 を構成するロングカット青色光 LB1c に対応する反射光の成分に加えて、紫色光 LV に対応する反射光の成分が含まれているため、表層血管だけでなく近表層血管が高コントラストで描出される。表層血管と同様に、癌等の病変においては、正常組織と比較して近表層血管の密集度が高くなる傾向がある等、近表層血管のパターンに特徴があるため、本実施形態の光源装置 110 によれば近表層血管が鮮明に描出されるので好ましい。

【0091】

上記第 1 実施形態では、プロセッサ装置 12 からの露出制御信号に基づいて、各 LED 43 ~ 45 に与える駆動電流値を変化させることで各色光の光量制御を行っているが、LED の発熱の影響や経時劣化の影響により、半導体光源は駆動電流値に対する出力光量が変動する場合がある。そこで、各色光の光量を測定する光量測定センサを設けて、光量測定センサが出力する光量測定信号に基づいて、各色光の光量が目標値に達しているか否かを監視してもよい。

【0092】

この場合、光源制御部は、光量測定信号と目標とする光量とを比較し、この比較結果に基づいて、光量が目標値となるように、露出制御で設定した各半導体光源 35 ~ 37 に与える駆動電流値を微調整する。このように各色光の光量を光量測定センサで常に監視し、光量の測定結果に基づき与える駆動電流値を微調整することで、常に目標値に沿うように光量を制御することができる。このため目標とする発光スペクトルの照明光をより安定して得ることができる。

【0093】

上記各実施形態では、LED のみで構成された半導体光源を挙げているが、例えば、緑色半導体光源を、紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光 LED、および青色励起光で励起されて緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色蛍光体で構成された蛍光型半導体光源としてもよい。また、緑色半導体光源に代えて、あるいは加えて、赤色半導体光源を、紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光 LED、および青色励起光で励起されて赤色の波長帯域の赤色蛍光を発する赤色蛍光体で構成してもよい。赤色半導体光源を蛍光型半導体光源で構成する場合は、励起光 LED は紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光発光素子に限らず、緑色の波長帯域の緑色励起光を発する緑色励起光発光素子であってもよい。この場合、上記第 1 実施形態の図 4 に示すモールド 35b のキャビティに、樹脂 35c の代わりに蛍光体を封入して蛍光型半導体光源を構成する。

【0094】

また、図 4 に示した LED の実装形態は 1 例であり、他の形態を採用してもよい。例えば、封止樹脂 35c の光出射面に発散角を調整するマイクロレンズを設けてもよいし、あるいは表面実装型でなく、マイクロレンズが形成された砲弾型のケースに LED を収容した形態でもよい。また、緑色半導体光源や赤色半導体光源として蛍光型半導体光源を使用する場合は、蛍光型半導体光源は励起光 LED と蛍光体を一体的に設けたものに限らず、これらを別に設けたものでもよい。この場合には、励起光 LED と蛍光体の間にレンズや光ファイバ等の導光部材を追加して、導光部材を介して励起光 LED の励起光を蛍光体に導光する。

【0095】

さらに、蛍光型半導体の発光素子として、LED の代わりにレーザダイオード (LD) を用いてもよい。LED や LD の他に有機 EL (Electro-Luminescence) 素子を用いてもよい。蛍光型半導体光源に限らず、青色半導体光源 35 を除く他の半導体光源の発光素子に、LD や有機 EL 素子を用いてもよい。

【0096】

上記各実施形態では、LCF48として、所定波長以上の青色光LBの長波長成分を100%カットするものを例示したが、本発明はこれに限定されない。LCF48は、青色光LBのうち、ピーク波長以上の長波長成分の少なくとも一部をカットするものであればよく、青色光LBの長波長成分の光量を多少でも減光できるものでもよい。例えば青色光LBの長波長成分を50%カットする透過特性を有するものも本発明に含まれる。ただし、表層血管のコントラスト向上の観点からすれば、100%に近いほど効果が得られるため好ましい。

【0097】

上記各実施形態における光路統合部の構成は1例であり、種々の変更が可能である。例えばダイクロミックフィルタを形成した光学部材としてダイクロミックミラーを用いているが、代わりにプリズムにダイクロミックフィルタを形成したダイクロミックプリズムを用いてもよい。また、ダイクロミックミラーやダイクロミックプリズムといった、ダイクロミックフィルタを形成した光学部材の代わりに、例えば、各半導体光源に対峙する複数の入射端と、内視鏡のライトガイドの入射端に対峙する1つの出射端を有する分岐型ライトガイドを用いて光路を統合してもよい。分岐型ライトガイドは、光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、一端において光ファイバを所定本数ずつ複数に分割して、入射端を複数に分岐させたものである。この場合には、分岐した各入射端のそれぞれに対応させて各半導体光源を配置する。

【0098】

ロングカット青色光LB1cと緑色光LGの混合光や、緑色光LGと紫色光LVの混合光を観察部位に照射し、緑色光LGベースで観察画像を取得してもよい。

【0099】

上記各実施形態では、撮像素子56として、B、G、Rのマイクロカラーフィルタによって照明光を色分離するカラー撮像素子を有し、カラー撮像素子によってB、G、Rの画像信号を同時に取得する同時式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置を例に説明したが、モノクロ撮像素子を有し、青色、緑色、赤色の各色光を順次照射して、B、G、Rの画像信号を面順次で取得する面順次式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置に本発明を適用してもよい。

【0100】

なお、言うまでもないが、上記各実施形態は、単独で実施することも、複合して実施することも可能である。

【0101】

上記各実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、照明光の観察部位の反射光をイメージガイドで導光するファイバスコープや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡を用いた内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置にも適用することができる。

【符号の説明】

【0102】

- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 13、85、110 光源装置
- 35 青色半導体光源
- 36 緑色半導体光源
- 37 赤色半導体光源
- 40、116 光源部
- 41、117 光路統合部
- 42、92 光源制御部
- 43 青色LED
- 48 ロングカットフィルタ(LCF)

10

20

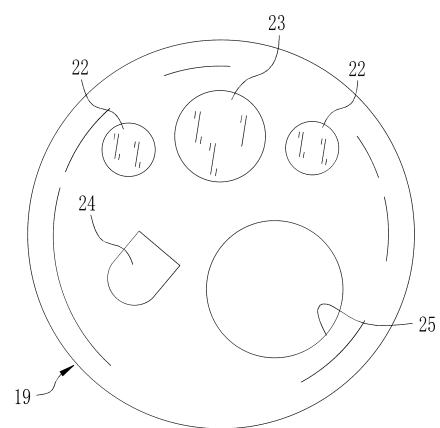
30

40

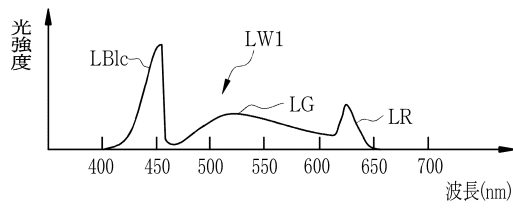
50

- 5 5 ライトガイド
5 6 撮像素子
9 0 モード切替部
9 1 ロングカットフィルタ（LCF）移動機構
1 1 5 紫色半導体光源

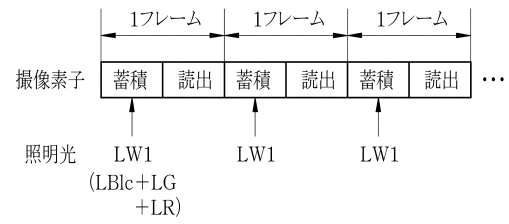
【圖 2】



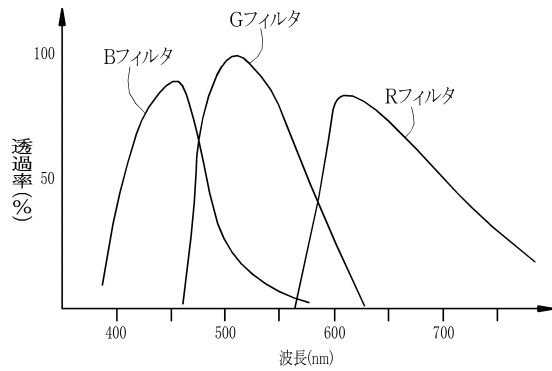
【図 10】



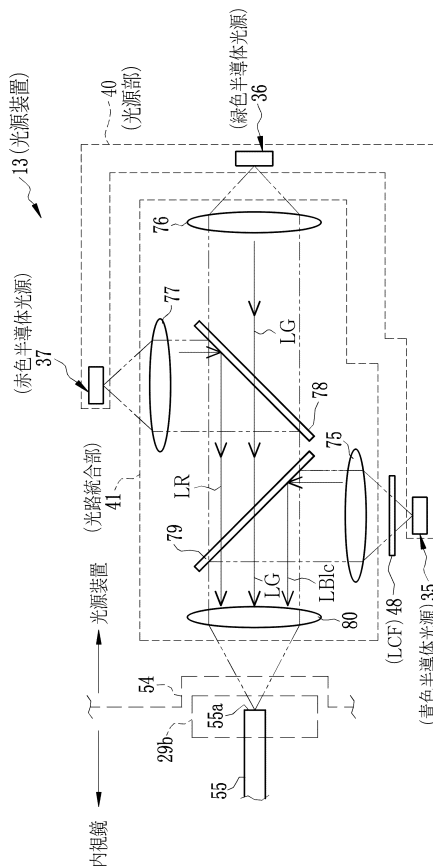
【図 12】



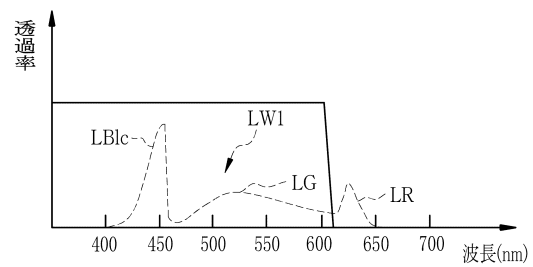
【図 11】



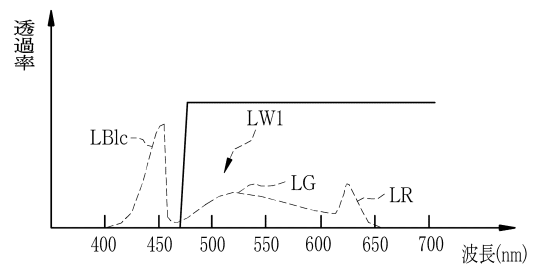
【図 13】



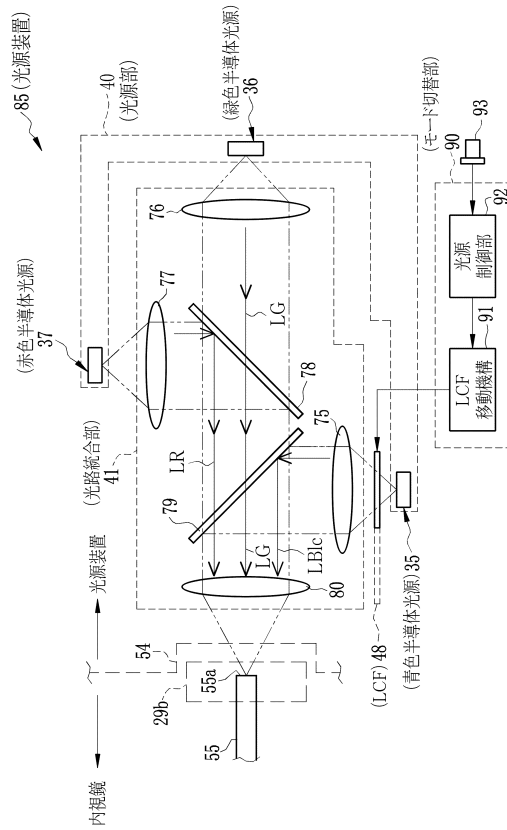
【図 14】



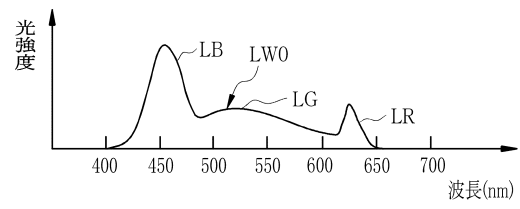
【図 15】



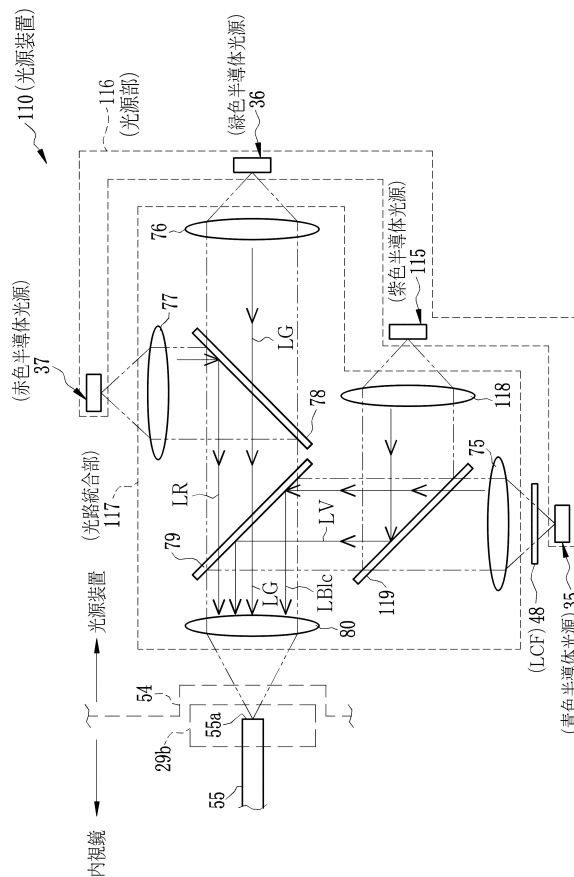
【図 16】



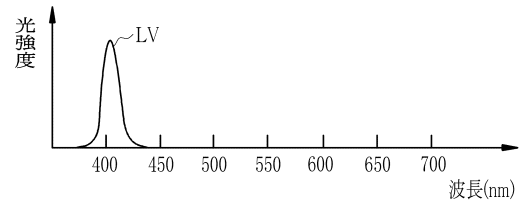
【図 17】



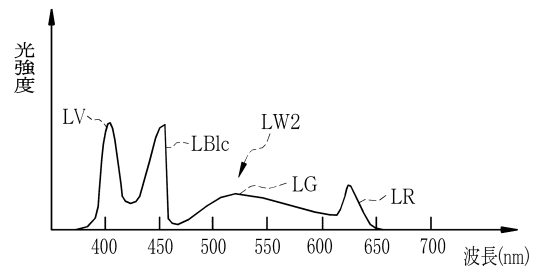
【図 18】



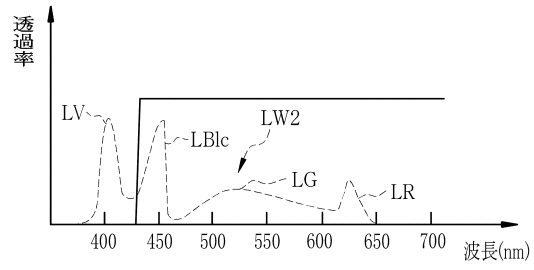
【図 19】



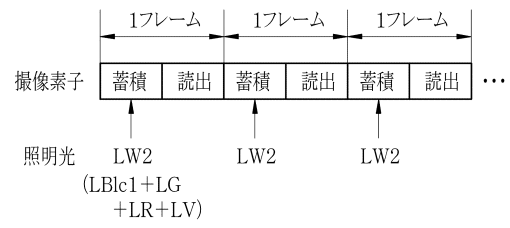
【図 20】



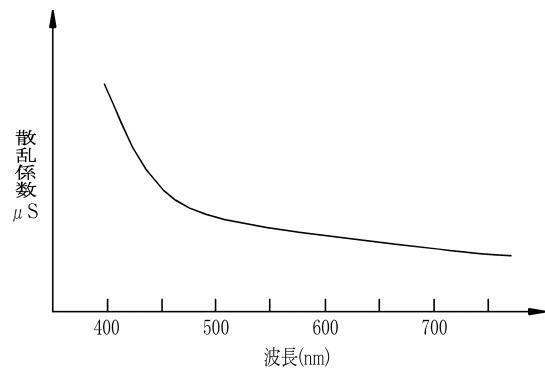
【図 2 1】



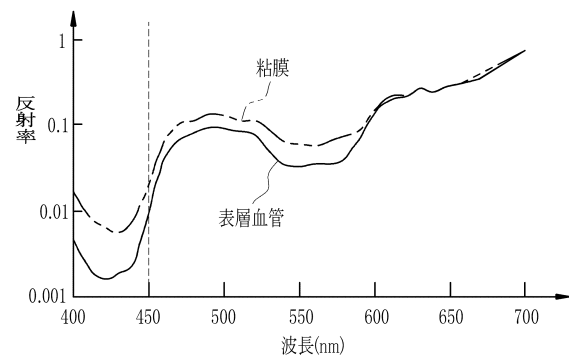
【図 2 3】



【図 2 2】



【図 2 4】



フロントページの続き

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 1 5 3 7 2 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 4 5 2 6 5 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 0 0 0 1 7 6 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 4 3 3 0 2 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 5 6 3 3 9 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 5 2 4 1 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜光源装置和使用其的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5976045B2	公开(公告)日	2016-08-23
申请号	JP2014130182	申请日	2014-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小澤 聡 大橋 永治 森本 美範		
发明人	小澤 聡 大橋 永治 森本 美範		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/043 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/045.622 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2013175616 2013-08-27 JP		
其他公开文献	JP2015062656A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光源装置输出用于内窥镜装置的光。蓝色LED发出峰值波长等于或大于450 nm的蓝光。波长截止滤波器设置在蓝色LED的下游，用于切断具有等于或大于峰值波长的波长的蓝光中的分量。优选地，所述波长截止滤波器在等于或大于所述峰值波长的波长范围内截断等于或长于参考波长的波长的成分。模式改变器改变增强模式和正常模式，增强模式被设置用于通过使用波长截止滤波器增强和成像对象的表面血管，正常模式被设置用于通过禁用来对对象进行成像波长截止滤波器的功能。

【 図 1 】

